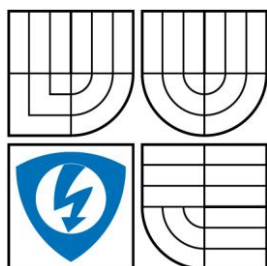


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNologiÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY**

**FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS**

ANALÝZA SIGNÁLŮ AVG

ANALYSIS OF AVG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JAKUB MIKAUŠ

VEDOUcí PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří ROZMAN, CSc.

BRNO 2008

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Jakub Mikauš
Bytem: Nezamyslova 2830/39, 636 00, Brno-Židenice
Narozen/a (datum a místo): 24.6.1984, Brno
(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací
technika
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
 - ☐ diplomová práce
 - ☒ bakalářská práce
 - ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Analýzy signálu AVG

Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

Ústav: Ústav radioelektroniky

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- | | | |
|--|---|--------------------|
| <input checked="" type="checkbox"/> v tištěné formě | – | počet exemplářů: 2 |
| <input checked="" type="checkbox"/> v elektronické formě | – | počet exemplářů: 2 |

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: **6. června 2008**

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Anotace

Práce se zabývá analýzou signálů AVG (arteriovelocitogram), který je získán neinvazivním měřením pomocí ultrazvukových lékařských přístrojů. Získaná data z těchto signálů jsou využívána pro stanovení diagnózy pacientů postižených ischemickou chorobou. Pro danou analýzu je využit algoritmus používající neuronových sítí programového prostředí MatLab. Byly ověřeny různé topologie vícevrstvé neuronové sítě a zhodnoceny dosažené výsledky.

Klíčová slova

AVG(arteriovelocitogram), ischemická choroba, diagnostika pomocí ultrazvuku, neuron, neuronová síť, MatLab

Annotation

This thesis deals with AVG (arteriovelocitogram) signals analysis, that's gained non-invasive measurment by the help ultrasound diagnostic equipments. The gained data of these signals are make use of specify diagnosis patients with ischemic disease. For this analysis is take advantage of algorithm using neural network of program enviroment MatLab. Variety topologies of multiply neural network were verified and results evaluated.

Key words

AVG(arteriovelocitogram), ischemic disease, diagnostic by the help ultrasound, neuron, neural network, MatLab

Bibliografická citace mé práce:

MIKAUŠ, J. *Analýza signálů AVG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 32 s., 1 příl. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Analýza signálů AVG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 6. června 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Prof. Ing. Jiřímu Rozmanovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 6. června 2008

.....
podpis autora

OBSAH

1. Úvod do problematiky.....	7
2. Ischemická choroba cév	7
2.1 Ultrazvuková dopplerovská měření	9
3. Diagnostický systém IMEXLAB 9000	14
4. Struktura databáze AVG signálů.....	15
5. Neuronové sítě.....	17
5.1 Teoretické poznatky o neuronových sítích.....	17
5.2 Neural Network Toolbox programu MatLab	21
6. Dosažené výsledky	25
7. Závěr.....	32
Literatura	33

1. Úvod do problematiky

Jednou z nejvýznamnějších formou arteriosklerózy je ischemická choroba dolních končetin. Její diagnostika je prováděna jak invazivními, tak i neinvazivními postupy. Časné formě této choroby, není věnována prozatím dostatečná pozornost.

Tato práce je zaměřena na neinvazivní diagnostiku ischemické choroby dolních končetin. Smyslem práce je ověřit algoritmus, který zpřesní diagnózu neinvazivních metod, zvláště v raném stádiu. Při zpřesnění diagnózy by tedy nebylo zapotřebí aplikovat metody invazivní.

2. Ischemická choroba cév

Krevní oběh je systém, který je určen pro transportní funkci. Srdce čerpá krev do krevního oběhu, jenž je tvořen cévami. Tyto cévy je možné rozdělit z funkčního hlediska na několik jednotek :

- 1) pružník – velké a středně velké cévy umožňující rychlý přesun krve k perifériím
- 2) rezistenční cévy – malé artérie a arterioly regulující průtok krve ke tkáním a orgánům
- 3) prekapilární sfinktery – regulující přísun krve do jednotlivých kapilár
- 4) kapiláry – plocha mezi tkání a krví
- 5) arteriovenózní zkraty – rychlý převod krve z tepenného do žilního řečiště

Krevní tlak klesá a kapacita řečiště se zvětšuje směrem k periférii, [1].

Při činnosti srdce vznikají pulsace, dynamické chování cévního řečiště je tedy charakterizováno pulsovou vlnou. Tyto vlny je možné rozdělit na vlny tlakové, objemové a proudové. Při snímání dopplerovskými ultrazvukovými měřiči rychlosti, snímáme vlnu proudovou, [1].

Vznik ischemie a pokles krevního zásobení orgánu, bývá zapříčiněn překážkami, vzniklými patofyziologickými procesy na tepnách daného orgánu. Rozlišujeme 3 typy tepenných překážek: chronický uzávěr, akutní uzávěr a stenózu.

Chronickým procesem postihujícím tepenný systém je ateroskleróza. Jedná se především o tepny koronární, mozkové a končetinové. Rizikové faktory, mezi něž v současné době patří kouření, hypertenze, obezita, diabetes mellitus a hyperlipoproteinemie, zvyšují

výskyt aterosklerózy. Pravděpodobnost výskytu aterosklerózy také zvyšuje pozitivní rodinná anamnéza a příslušnost k mužskému pohlaví. Mimořádný význam má kombinace rizikových faktorů, v podstatě každý člověk je vystaven určitému riziku,[1] .

Chronický uzávěr

Vlivem odporu kolaterál klesá systolický tlak za uzávěrem. Klesá průtok krve, který je kompenzován vazodilatací ve tkáni s výraznou autoregulací pomocí svalstva. V klidu se neprojeví změny celkového průtoku krve avšak při zatížení omezená funkční rezerva nestačí zajistit dostatečné prokrvení. Hodnota poklesu tlaku a průtoku krve rozhoduje o projevech ischemie při zátěži nebo v klidu. K ischemickému poškození tkáně dochází při poklesu tlaku distálně pod 50 mmHg, k odumření tkáně poté při poklesu tlaku pod 30 mmHg, [1].

Tepenné stenózy

Distálně od stenózy klesá tlak za současného růstu rychlosti toku: $V = Q/A$. Podle Bernoulliho zákona o energii je celková energie proudící krve konstantní. Kinetická energie se zvyšuje na úkor statické energie z níž část se mění třením v teplo. Laminární proudění se vlivem tření mění na turbulentní. Pokles tlaku je významným až zmenšený intraarteriální tlak nestačí na překonání periferního odporu. Kritická tlaková úroveň je asi 50 mmHg. Zvyšuje se transmuralní tlak směřující proti cévě. Současně však dochází k poklesu intraarteriálního tlaku a nastává porucha Laplaceovy rovnováhy. K tomu se přidává změna perfuzního tlaku a objemu protékající krve, [1].

Kolaterální oběh

Vytvoření zdatného kolaterálního oběhu je dáno následujícími faktory: lokalizace a velikost uzávěru kmenové tepny, etiologie choroby, čas, velikost a počet vytvořených anastomóz, celkový stav organismu. Periferní vazodilatace a vzrůstající periferní tlak krve zvyšují rychlost proudění v kolaterálách a tím podněcují jejich růst. Na základě Poiseuillova zákona nemůže kolaterální oběh vždy udržet normální průtok krve. Poloměr jednotlivých kolaterál je menší než poloměr uzavřené kmenové tepny. Distálně od uzávěru klesá tlak krve, protože je zvýšen odpor kolaterál při jejich malém kalibru. Kolaterály jako celek jsou ve svém průběhu delší než uzavřený úsek tepny, [1].

Charakteristickým znakem ischemické choroby je klaudikační bolest. Definujeme ji jako svíravou, křečovitou bolest končetiny vznikající při námaze, jako je například chůze či běh. Tato bolest poté donutí postiženého zmírnit nebo dokonce ukončit činnost. Bolest po zastavení za 1-3 minuty mizí, avšak opětovná činnost vede po určitém časovém intervalu k

obnovení obtíží. Jako klaudikační vzdálenost je označována vzdálenost, kterou dotyčný urazí do vzniku klaudikací. Při výskytu pokročilejších poruch prokrvení nohou se bolesti vyskytují i v klidu dostavující se v leže a to obvykle počátkem noci. Bolest poté odeznívá svěšením nohy z lůžka, postavením se či pomalou chůzí. Konečná stádia vedou až ke gangréně. Pro zmíněné poznatky se užívá klasifikace dle Fontainea:

- I. stádium - latence, bez klinických příznaků,
- Ila. stádium - klaudikační vzdálenost nad 200 m,
- Ilb. stádium - klaudikační vzdálenost pod 200 m,
- III. stádium - klidové bolesti,
- IV. stádium - klidové bolesti a gangrenózní změny.

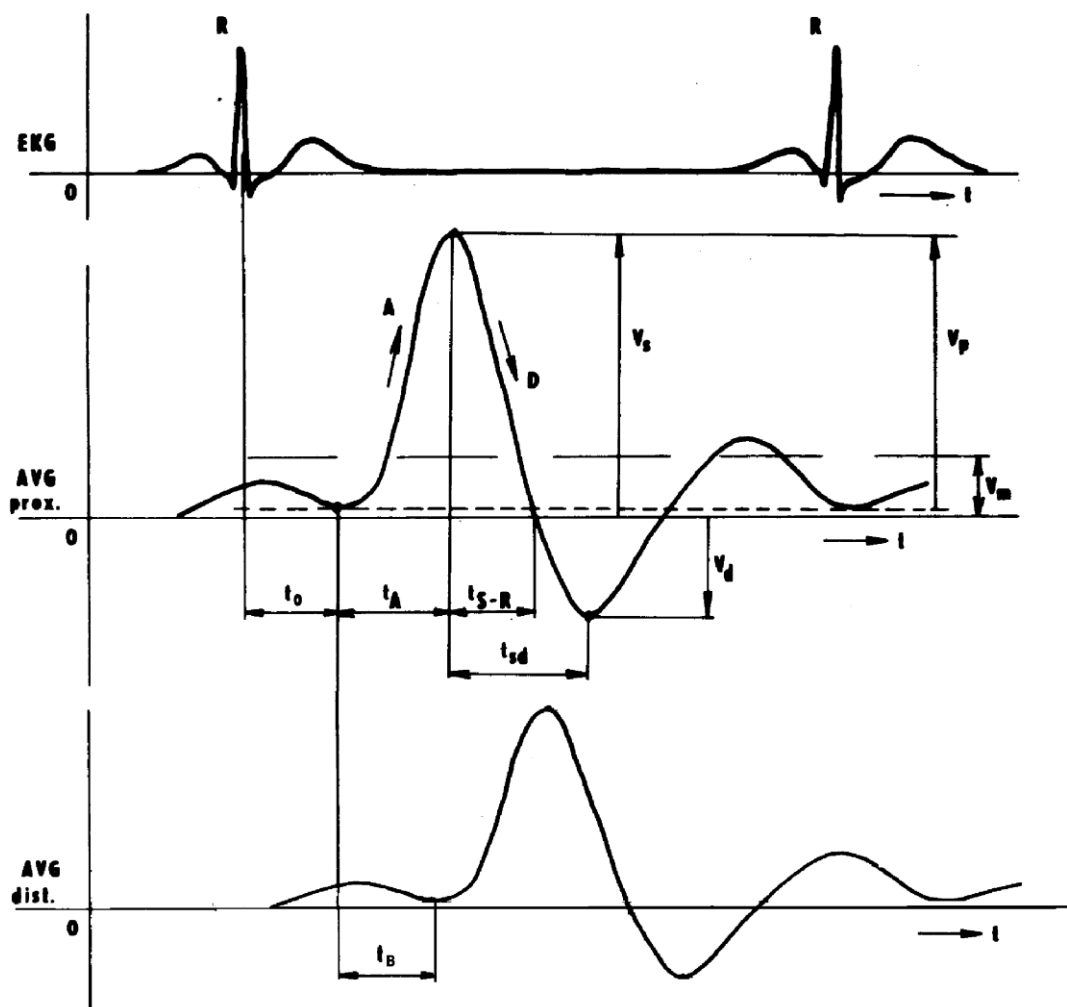
Klinická vyšetření posuzují pulsace arterií na jednotlivých etážích dolních končetin, přítomnost šelestů, barvu kůže, teplotu na akrálních částech končetiny, trofické změny včetně nehtů, stav ochlupení, nekrotické změny, přítomnost otoku končetiny.

Funkční testy slouží k upřesnění diagnózy při nejednoznačných klinických známkách a k posouzení stupně prokrvení. Používá se polohový test dle Ratschowa. Pro diagnózu ischemické choroby dolních končetin je třeba splnění alespoň dvou známek z následujících vyšetření: klaudikační bolest, chybění pulsací tepen, pozitivní polohový test, [1], [4].

Pro další zpřesnění diagnostiky, které vedou k posouzení významnosti uzávěrových změn v tepenném systému se využívají přístrojové vyšetřovací metody, které jsou svojí povahou buď neinvazivní nebo invazivní. K neinvazivním řadíme ultrazvuková vyšetření (dopplerovská, duplexní), pletysmografii, měření kožní teploty, určování transkutánního parciálního tlaku kyslíku. K invazivním vyšetřením patří například digitální subtrakční angiografie, [1], [3], [4].

2.1 Ultrazvuková dopplerovská měření

Dopplerovskou technikou je možno získat cenné informace o hemodynamických ukazatelích směřodatných v tepenném systému pro rozpoznání zúžení nebo uzávěru. Pro lokalizace uzávěru nebo zúžení tepen dolních končetin se přikládá sonda u ležícího pacienta přibližně pod úhlem 55° postupně na jednotlivé části tepen dolních nebo horních končetin. Zaznamenaná časová změna měřené střední rychlosti toku krve v průřezu řečiště se označuje jako signál AVG (arteriovelocitogram). Typické průběhy AVG signálů v proximální a distální části ve vztahu k EKG signálu jsou uvedeny na obr. 1.



Obr. 1 AVG signál sejmутý směrovým měřičem rychlosti

Signál reprezentovaný AVG signálem je závislý především na:

- zvolené pracovní frekvenci systému,
- úhlu náklonu osy sondy vůči ose cévy,
- rychlostním profilu proudění krve v řečišti.

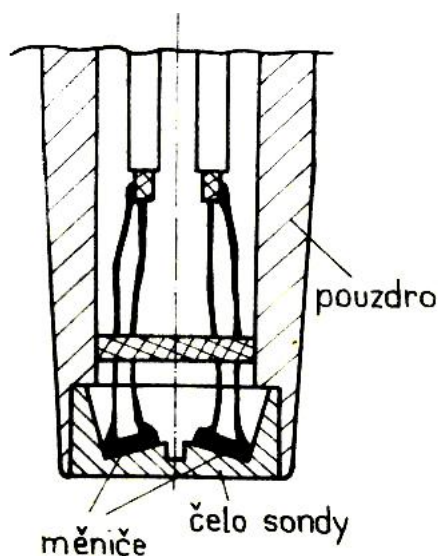
Pro frekvenční zdvih lze z principu Dopplerova jevu lze odvodit vztah :

$$f_d = 2 f_v \frac{v}{c} \cos(\alpha) \quad (1)$$

kde f_v ... je frekvence vysílané nosné vlny,
 v ... rychlost měřené protékající krve,
 c ... průměrná rychlost šíření ultrazvuku ve tkáních,
 α ... úhel mezi osou sondy a osou cévy.

Pracovní frekvence dopplerovských systémů užívaných v angiologii jsou 4÷10 MHz, rychlosti proudění krve v cévách jedinců jsou do 3 m.s⁻¹ a průměrná rychlost šíření ultrazvuku ve tkáních je 1500 m.s⁻¹. Rozsah dopplerovského signálu je v rozmezí frekvencí: 200 Hz ÷ 15 kHz.

Vyšší pracovní frekvencí dosahujeme menší hloubku vniku, jelikož se vzrůstající pracovní frekvencí vrůstá i absorpce a útlum tkání. Útlum ultrazvuku snížíme nižší pracovní frekvencí, ale také se sníží i hodnota frekvenčního zdvihu nesoucího informace o rychlosti krevního toku. U dopplerovských přístrojů jsou využívány tužkové sondy, řez tužkovou sondou je znázorněn na obr. 2, [1], [2].



Obr. 2 Řez tužkovou sondou

V reálných případech aplikace dopplerovských systémů je AVG signál vyjádřen spektrem frekvencí k čemuž přispívá :

- tvar ultrazvukového svazku a jeho vztah ke geometrii cévního řečiště
- tvar a velikost ultrazvukových měničů, pracovní frekvence,
- konečná doba průchodu krvinek ultrazvukovým svazkem,
- odraz ultrazvuku na erytrocytech a dalších krevních částicích,
- spektrum vysílaného ultrazvukového signálu,
- přenosová charakteristika obvodů přijímače, typ a vlastnosti demodulátoru,
- současný výskyt tepenného i žilního toku v oblasti citlivosti sondy,
- pohyb cévní stěny (v systolické fázi),
- ultrazvukové vlastnosti krve a cév.

Hodnocení tvaru AVG signálu

Při posuzování stavu cév patří popis a hodnocení signálu AVG ke standardní metodice.

Typickými parametry odečítanými z křivek AVG signálu jsou:

- relativní špičková dopředná v_s (systolická) a zpětná (diastolická) rychlost v_d ,
- průměrná, střední hodnota rychlosti toku krve během srdečního cyklu v_m ,
- pulsační rychlost v_p jako rozdíl mezi špičkovou systolickou a stálou složkou rychlosti převažujícího směru proudění,
- zrychlení A a zpomalení D systolické vlny,
- čas vzestupu (doba zrychlení) t_A systolické vlny,
- doba mezi vrcholem systolické vlny a nasazením vlny refluxové t_{S-R} ,
- čas mezi vlnou R signálu EKG a nasazením systolické vlny (patou AVG) t_O ,
- doba běhu pulsové vlny mezi dvěma etážemi tepenného úseku t_B .

Pomocí výpočtů lze dále stanovit:

- pulsační index

$$PI = \frac{v_s - v_d}{v_m} = \frac{v_{ss}}{v_m}, \quad (2)$$

- útlumový faktor

$$DF = \frac{PI_{prox}}{PI_{dist}}, \quad (3)$$

- koeficient úměrný perifernímu odporu řečiště

$$RP = \frac{v_d}{v_s}, \quad (4)$$

Dále se za pomoci systolického tlaku na periférii a na arteria brachialis určuje:

- tlakový index

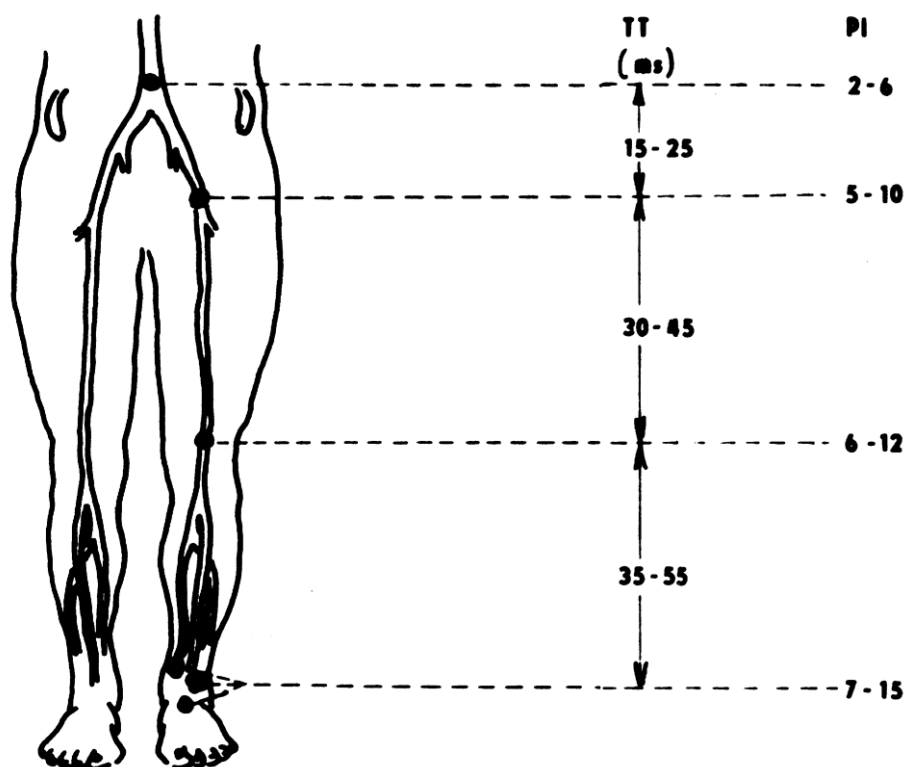
$$BPI = \frac{TK_{S_{perif}}}{TK_{S_{a.brach.}}} \quad (5)$$

. Pulsační index PI a doba běhu pulsové vlny TT - transittime(t_B) jsou dva parametry, které dosáhly klinicky nejvyššího významu. Typické hodnoty ve významných místech tepenného řečiště a zdravého jedince jsou uvedeny na obr. 3. Dosahovaná rozlišitelnost stenóz tepenného řečiště je 50÷60 % průměru cévy, [1], [2], [3].

Je-li přítomen uzávěr tepny chybějí v jeho místě dopplerovské signály toku krve a AVG pod uzávěrem má nižší systolické pulsace. Refluxy nejsou přítomny a křivka je často nadnesená nad nulovou linii toku krve, to závisí na velikosti periferního cévního odporu a stavu kolaterál.

AVG snímané z různých anatomických bodů tepen končetin je možné za použití počítačové Fourierovy analýzy (FFT) přesně vyhodnotit pomocí tepového indexu (TI), tj. poměru součtu čtverců Fourierových koeficientů c_n ke čtverci střední hodnoty c_0 . TI je možno určovat i z AVG jako poměr pulsační rychlosti, tedy rozdílu maximální a minimální rychlosti k průměrné rychlosti toku krve během jedné srdeční revoluce.

Poměr TI dvou úseků tepny (proximálního/distálního) představuje činitel tlumení (ČT), který udává ztrátu proudového a tlakového tepu po tepenném řečišti. Za normálních poměrů musí být ČT menší než 1, [2], [3].



Obr. 3 Průměrné hodnoty PI a TT zdravých mladých probandů

3. Diagnostický systém IMEXLAB 9000

IMEXLAB 9000 je angiologická laboratoř, s jejíž pomocí lze provádět vyšetření pomocí citlivých dopplerovských sond, fotopletyzmografie a pneumopletyzmografie. Tyto metody jsou zde využívány v automatizovaných testech. Tvar křivek, základní linie, nastavení rychlosti posuvu a kalibrace jsou automaticky optimalizovány a podávají zrovna tolik parametrů jako při ruční manipulaci.

Jak je již zmíněno, diagnostický systém IMEXLAB 9000 je angiologická laboratoř obsahující funkce jako je digitální Doppler. Ten využívá čtyři módy: obousměrný, dopředný, zpětný, reversní. Dokumentuje tak profil dvousměrové rychlosti, [5].

Sondy systému IMEXLAB 9000

Sondy systému IMEXLAB 9000 se řadí mezi sondy dopplerovské jsou určeny pro spojitě vysílanou nosnou vlnu využívající dvou měničů. Jednoho pro vysílání a druhého pro příjem. Dopplerovské sondy lze dělit podle použití, sondy používaná systémem IMEXLAB

9000 se řadí mezi sondy tužkové. Každá z typu sond je určena pro jiný obor aplikací, a tak má určeno i jiné pásmo citlivosti, neboli hloubku sledování. Toto pásmo citlivosti je dáno průnikem vyzářovacích diagramů měniče jak vysílacího tak i přijímacího. U tužkových sond pro nesměrové i směrové měřiče rychlosti toku krve jsou to v cévní diagnostice pásma 10 ÷ 30 mm. Rozměry a pracovní frekvence se řídí taktéž oborem aplikace. Sondy systému IMEXLAB 9000 mají pracovní frekvence 5 a 8 MHz, [2], [5].

Získaná data

Signály získané pomocí diagnostického systému IMEXLAB 9000, je možné pomocí disketové mechaniky uložit a přenést do počítače. Poté je možno se získanými daty pracovat. Avšak způsob kterými jsou tato data kódována neumožňuje vytvořit jednotný algoritmus pro jejich dekódování. Poloha dat nesoucích informaci o tvaru snímaného signálu nemá stálou pozici a ta se mění v závislosti na počtu a velikosti doplňkových informací jako jsou například datum, jméno pacienta, jméno vyšetřujícího apod.

Tento diagnostický systém byl využit i v projektu GAČR, kde bylo využito nejen funkce digitálního Dopplera, ale i pletysmografického měření. Také byl diagnostický systém hardwarově upraven a byla získávána data za pomoci A/D převodníku firmy Metrabyte DASH-8, [1].

4. Struktura databáze AVG signálů

Důvodem pro sestavení databáze je upravení dat do přijatelného formátu, pro následnou aplikaci metody neuronových sítí v prostředí Matlab. Z příčin uvedených výše byly využity již získaná data v projektu GAČR. Přesněji bylo využito souboru AVG.DBF, který obsahuje již parametry rozměřeného signálu AVG, a tento soubor byl pomocí programového prostředí MatLab dekódován.

Byl vytvořen M-file dekodovani.m, pomocí kterého je provedeno již zmíněné dekódování. Celý řetězec znaků souboru AVG.DBF byl načten a následně rozdělen na úseky o délce 107 znaků, jelikož to je délka obsahující data jednoho měření, užitečná informace je obsažena pouze ve 106 znacích zbylý znak odděluje jednotlivá měření. Více je patrné z tabulky tab.1. Z těchto úseků byly vybrány pouze úseky obsahující hodnoty průměrkovaného měření, tedy úseky jejichž 104-105 znak obsahoval hodnotu „PR“. Dále se data třídili podle místa měření, a vybírali se pouze hodnoty jenž budou využity pro neuronovou síť. Těmito hodnotami jsou Fmax, Fmin, A, D, T0 a PI. Roztříděná data podle místa měření, kterými jsou arteria iliaca (AIE), arteria femoralis superficialis (AF),

arteria poplitea (AP), arteria tibialis posterior (ATP) a arteria tibialis anterior (ATA), se ukládala do souborů databaseAIE.mat, databaseAF.mat, databaseATP.mat, databaseAP.mat a databaseATA.mat. Měření bylo provedeno jak na pravé (DX - dextrum) i na levé (SIN – sinistrum) končetině, [1].

Struktura těchto souborů je identická, mění se jen označení umístění, proto je uvedena v tabulce tab.2 pouze struktura souboru databaseAIE.mat. Výjimkou je soubor pro místo měření na ATA, tedy soubor databaseATA.mat, který obsahuje pouze měření pro pacienty s identifikátorem pacienta 40 a více, z tohoto důvodu není používán ke klasifikaci pomocí neuronových sítí.

Tab.1 Struktura souboru AVG.DBF

Znak	Název	Popis
2-4	ID_PAC	Identifikátor záznamu pacienta
5-19	PRIJMENI	Příjmení pacienta
20-27	DATUM	Datum měření
28-35	CAS	Čas měření
36-38	STRANA	Měřená strana (SIN, DX)
39-41	MISTO	Místo měření (AF, AIE, AP, ATP, ATA)
42-48	FMAX	Maximální dopplerovská frekvence v kHz
49-55	FMIN	Minimální dopplerovská frekvence v kHz
56-62	FMEAN	Střední dopplerovská frekvence v kHz
63-69	A	Zrychlení krevního toku v kHz/sec
70-76	D	Zpomalení krevního toku v kHz/sec
77-82	T0	Doba počátku pulsu od R vrcholu EKG v msec
83-89	TPER	Doba trvání srdeční periody v msec
90-94	TEP	Tepová frekvence v pulsech za minutu
95-101	PI	Pulsační index
102-103	FDOPP	Frekvence dopplerovské sondy v MHz (5, 8)
104-105	DRUHAZN	Druh záznamu (ME, PR, OD, VK)
106-107	PORPOC	Pořadí pulsu (pro ME) / Počet pulsů (pro PR, OD, VK)

Tab.2 Struktura souboru databaseAIE.mat

Název	Tvar (řádek x sloupec)	Popis
ID_pacientaAIE	(1 x 258)	Identifikátor záznamu pacienta
databaseAIE_cislo	(6 x 258)	Fmax, Fmin, A, D, T0, PI
databaseAIE_koncetina	(1 x 258)	1 (pro DX) , 0 (pro SIN)
databaseAVG_znak	(10047 x 106)	Obsahuje celý řetězec znaků

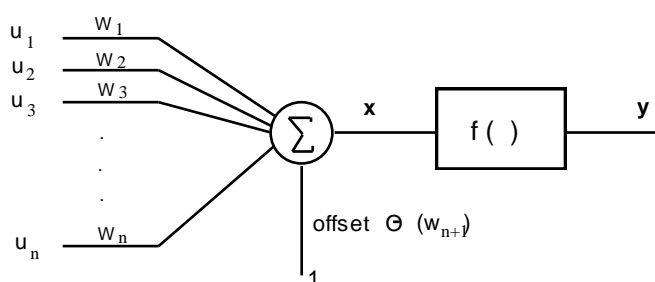
5. Neuronové sítě

Biologické neuronové sítě, jsou tvořeny velkým množstvím neuronů, které jsou spojeny synapsemi. Takto je veden vzruch, a výstupy neuronů ovlivňují vstupy jiných neuronů. Umělé neuronové sítě jsou inspirovány těmito biologickými neuronovými sítěmi. A to znamená, že umělé neuronové sítě se mohou chovat stejným nebo alespoň podobným způsobem.

5.1 Teoretické poznatky o neuronových sítích

Model neuronu

Základním stavebním elementem umělé neuronové sítě je perceptron (obr.4), jenž se dá považovat za zjednodušený model biologického neuronu.



Obr.4 Perceptron - model neuronu

Vektor $U = (u_1..u_n)$ reprezentuje vstup perceptronu a výstupem je skalární veličina y . Takzvané váhy $w_1, ..., w_n$ a offset θ (bias) modelují míru přenosu synoptickými váhami. V Matlabu ofset θ tvoří $n+1$ prvek váhové matice W (w_{n+1}). Následně je použita na sečtený signál x nelineární funkce f . Výsledek je poté výstupem perceptronu. Z těchto poznatků lze následně odvodit vztah pro chování modelu neuronu:

$$y = f\left(\sum_{i=1}^n u_i w_i + \theta\right) \quad (6)$$

případně

$$y = f\left(\sum_{i=1}^n u_i w_i + w_{n+1}\right) \quad (7)$$

Výsledné chování modelu neuronu je výrazně ovlivněno tvarem výstupní funkce. Nejčastěji používanými funkcemi jsou sigmoida, hyperbolický tangens, identita, saturace, signum a Gausova funkce. Tvar výstupní funkce má důležitý vliv na výsledné chování modelu neuronu. Nejčastěji používané funkce jsou sigmoida, hyperbolický tangens, identita, saturace, signum a Gausova funkce,[6], [7].

V dalším textu bude model neuronu, perceptron, nazýván neuronem a umělé neuronové sítě nazývány neuronovými sítěmi.

Topologie neuronových sítí

Neuronové sítě obsahují spoustu neuronů spojených v různých strukturách. Podle způsobu toku dat sítí lze dělit na dvě skupiny :

Dopředné sítě (Feedforward networks) - tok dat je od vstupu k výstupu, data mohou postupovat sítí po vrstvách , nikdy však sít' neobsahuje zpětnou vazbu.

Rekurentní sítě (Recurrent networks) - které obsahují zpětné vazby. Důležité je zde dynamické chování sítě. U některých typů sítí této třídy, je zapotřebí popisovat výstup sítě jako dynamický děj. V jiných případech je trvání přechodného stavu krátkodobé a při předložení vzoru jistou dobu neměnné a stabilní, [7].

Učení (adaptace) neuronových sítí

Pokud chceme aby se na výstupu sítě objevily požadované hodnoty, při předložení daných vstupních dat, je zapotřebí neuronovou sít' nastavit. Nastavení sítě se provádí změnou vah jednotlivých vstupů pro jednotlivý neuron. Způsobů jak tyto váhy nastavit je více. Jedním z těchto způsobů je učení (adaptace) sítě postupným předkládáním požadovaných a vstupních hodnot a změnou vah určitého adaptačního pravidla. Podle typu adaptačního pravidla lze neuronové sítě dělit na:

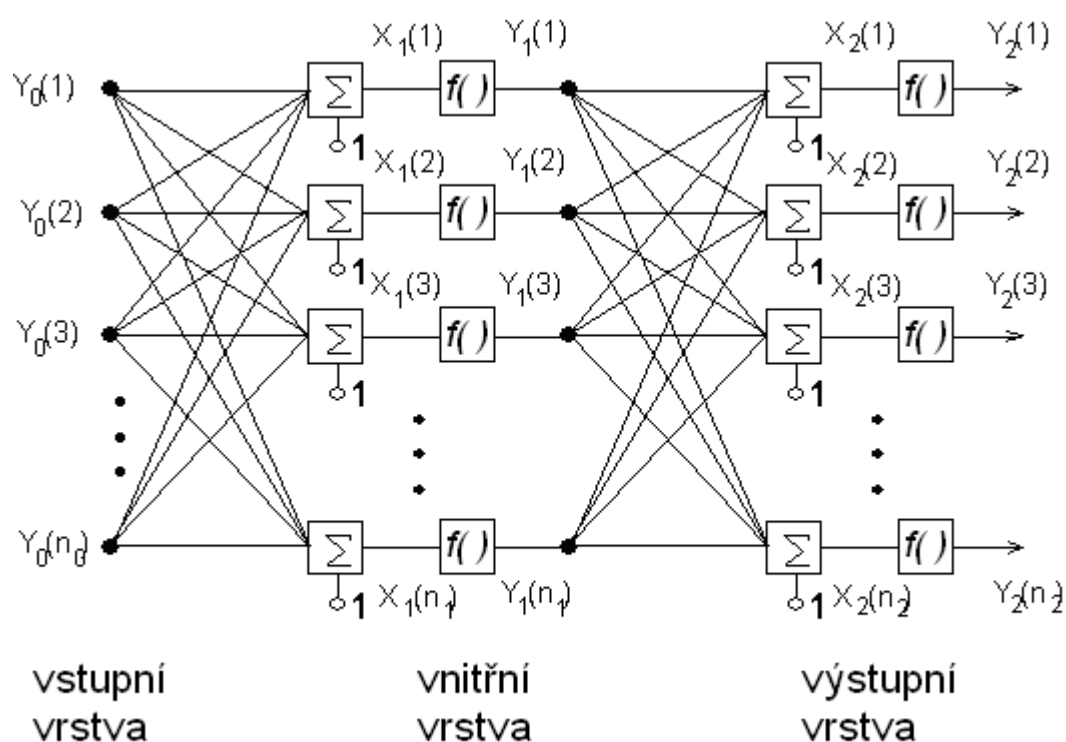
- sítě s učitelem (supervised) - hlediskem, podle něhož se optimalizuje sít' je nějaká kritériální funkce,
- sítě bez učitele (unsupervised) - zpětnovazební sítě, nevyžadují učitele. Jsou matematicky výrazně komplikovanější blíží se však skutečným biologickým soustavám. Hledisko pro modifikaci vah si u sítí, které nevyžadují učitele, stanovuje sama sít' a na základě něho se učí.

Vícevrstvá neuronová síť

Nejčastěji používaným typem neuronová síť je vrstevnatá perceptronová síť, MLP (Multi Layer Perceptron), která v kombinaci s učícím algoritmem Backpropagation, nebo Marquard-Levenberg, bývá převážně využívána pro identifikaci a řízení, [7].

Architektura neuronové sítě

Na obr.5 je zobrazena základní struktura MLP. Jedná se o vrstevnatou dopřednou síť, kde Y_0 je vstupní vektor a Y_2 je výstupní vektor.



Obr. 5 Vrstevnatá perceptronová síť s jednou vnitřní vrstvou

Síť na obrázku obsahuje celkem tři vrstvy:

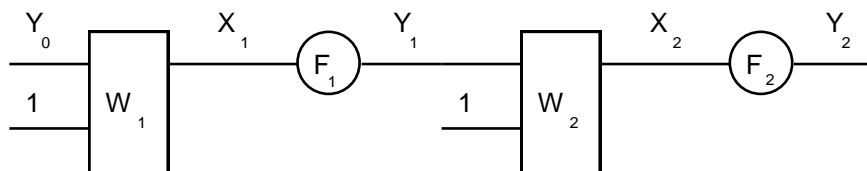
- vstupní vrstvu s n_0 uzly
- vnitřní vrstvu a n_1 neurony, které obsahují většinou nelineární funkci
- výstupní vrstvu s n_2 neurony

Parametry sítě jsou

- počet vrstev – pokud síť obsahuje pouze jednu vnitřní vrstvu je považována za univerzální aproximátor. Síť s již dvěma vnitřními vrstvami je schopna modelovat většinu systémů.
- počet neuronů v každé vrstvě - počet neuronů ve výstupní vrstvě je dán počtem požadovaných výstupů sítě. Uživatel teda volí pouze počet neuronů ve vnitřních vrstvách. Příliš málo neuronů bude mít za následek, že síť nebude schopna se dostatečně naučit chování daného systému. Naopak příliš mnoho neuronů zvyšuje riziko, že učicí algoritmus nemusí najít nejlepší řešení nebo se síť může naučit i šum.
- výstupní funkce neuronů - nejpoužívanější výstupní funkci bývá sigmoida, v teorii řízení poté funkce hyperbolický tangens.

Maticový popis

Chování neuronové sítě lze jednoduše popsat za pomoci maticové notace obr.6.



Obr. 6 Struktura dvouvrstvé perceptronové sítě v maticové notaci

Matice vah W_1, W_2 představují pro každý řádek váhy jednoho neuronu ve vrstvě, poslední sloupec matice obsahuje bias (offset) neuronů, tedy váhu vstupu „1“. X_i a Y_i jsou vektory.

Pak z obr.6 vyplývá

$$\mathbf{X}_i = \mathbf{W}_i \begin{bmatrix} \mathbf{Y}_{i-1} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\mathbf{Y}_i = F_i(\mathbf{X}_i) = \begin{bmatrix} f(\mathbf{X}_i(1)) \\ \cdot \\ \cdot \\ f(\mathbf{X}_i(n_i)) \end{bmatrix}, i=1,2 \quad (9)$$

Výstup sítě \mathbf{Y}_2 může být vyjádřen

$$\mathbf{Y}_2 = F_2 \left(\mathbf{W}_2 \left[F_1 \left(\mathbf{W}_1 \begin{bmatrix} \mathbf{Y}_0 \\ 1 \end{bmatrix} \right) \right] \right) \quad (10)$$

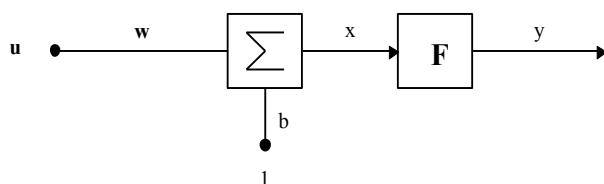
5.2 Neural Network Toolbox programu MatLab

Neural Network ToolBox je knihovna programu MatLabu pro práci s neuronovými sítěmi. Především je zaměřen na funkce pro definici a učení vrstevnaté neuronové sítě, zmiňované v předcházející kapitole.

Neural Network Toolbox

Neural Network Toolbox (ver.V5.0.1) podporuje práci s různými druhy umělých neuronových sítí. Tato knihovna umožňuje uživateli MatLabu velmi jednoduše a efektivně definovat neuronové sítě různých struktur (vícevrstvé neuronové sítě, rekurentní sítě, atd.) a provádět jejich adaptační algoritmy (Backpropagation, Levenberg-Marquardt, apod.). Popis všech těchto funkcí zmiňované knihovny je úkolem jiné publikace a to především několika set stránkového originálního manuálu, bude zde pouze zmíněna vrstevnatá perceptronová síť a její adaptační algoritmy.

Její struktura již byla zmíněna v předešlých odstavcích. MatLab velmi dobře využívá maticové notace neuronových sítí, jelikož se jedná o maticově zaměřené matematické prostředí. MLP v MatLabu vypadá následovně (obr.7) :



$$y = \mathbf{F}(w \cdot u + b)$$

Obr.7 Model neuronu – perceptron – v prostředí MatLab

u je vstup neuronu - vektor

w ... jsou váhy neuronu - vektor

b je bias (offset) neuronu

\mathbf{F} výstupní funkce neuronu

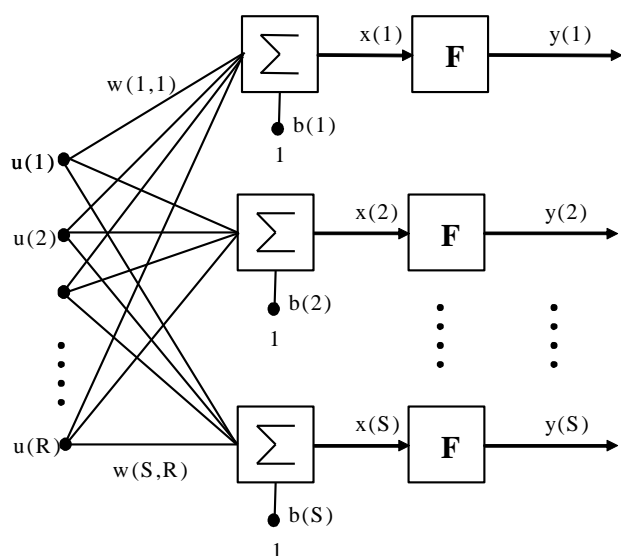
y výstup neuronu

U tohoto modelu je bias oddělen od vektoru vah a nevyskytuje se v něm. Výstupní funkce neuronu, je zde definována uživatelem. Neural Network Toolbox nabízí několik funkcí, mezi nimiž jsou : hardlim - tvrdá limita, hardlims - symetrická tvrdá limita, logsig – sigmoida, tansig - hyperbolický tangens, purelin - lineární funkce, radbas - radial basis funkce, satlin – saturace, satlins - symetrická saturace. Uživatel si může případně nadefinovat i svoje vlastní funkce, [6], [7].

Vrstva neuronů

Je-li definován model neuronu, je možné z těchto neuronů složit vrstvu, z které je poté sestavena celková neuronová síť MLP. Jednu takovouto vrstvu neuronů zobrazuje obr.8.

Vektor u obsahující R prvků, představuje vstup. Výstup poté vektor y , jenž má S prvků. Prvků S je tolik kolik neuronů obsahuje vrstva. Váhy a biasy celé vrstvy jsou obsaženy v matici W a ve vektoru b , který obsahuje opět S prvků. V matici W jsou jednotlivé váhy uloženy tak, že první index znamená číslo neuronu, druhý poté vstup (synapsi) daného neuronu, [6], [7] .



$$y = \mathbf{F}(\mathbf{W} \cdot \mathbf{u} + \mathbf{b})$$

Obr. 8 Jedna vrstva neuronové sítě

Ve většina případů obsahuje neuronová síť více než jednu vrstvu neuronů. Vytvoření vícevrstvé neuronové sítě znamená pouhé zapojení za sebou, připojení výstupů jedné vrstvy na vstupy vrstvy další.

Modelování neuronové sítě

Jelikož budeme požadovat rozdělení pacientů do tří tříd bude i neuronová síť mít ve výstupní vrstvě 3 klasifikační neurony. Rozdělení tříd podle zdravotního stavu pacienta a odpovídající výstupní vektor je uvedeno v tabulce tab.3

Tab. 3 Rozdělení pacientů do tříd a odpovídající výstupní vektor

Třída	zařazení	výstupní vektor trénovací množiny
1.	osoby zdravé	1 - 0 - 0
2.	pacienti se stenózami	0 - 1 - 0
3.	pacienti s uzávěry	0 - 0 - 1

Vstupní vrstva by měla obsahovat 6 neuronů, jelikož se hodnotí šest vstupních parametrů a to již výše zmíněné F_{max} , F_{min} , A , D , T_0 a PI . Neuronová síť s takto nízkou hodnotou vstupní vrstvy, nebyla dostatečně adaptačně schopná a byl tedy experimentálně

nastaven počet vstupních neuronů na 50. Ze všech pacientů bylo potřeba vybrat několik jedinců dostatečně ověřených jako vzorů pro trénovací množinu.

Vzory jsou uloženy pro každé místo měření zvlášť, opět tedy dostaneme soubory označené `databaseAIE_vzory.mat`, `databaseAF_vzory.mat`, `databaseATP_vzory.mat` a také soubor `databaseAP_vzory.mat`. Tyto soubory obsahují, pouze vybrané jedince, rozřazených do tříd podle závažnosti ischemické choroby. Zařazení pacienta do třídy, se provádí pomocí výstupního vektoru trénovací množiny, které jsou uvedeny v souboru `vektory.mat`. V tabulce 4, jsou uvedeni jednotliví pacienti a třídy, do kterých náleží.

Tab. 4 Rozdělení vzorů do tříd trénovací množiny

1. třída	14R, 15R, 16R, 17R, 18R, 19R, 20R, 21R, 42R, 43R, 44R, 45R, 46R, 47R, 48R, 49R, 50R, 51R, 52R, 53R, 54R, 55R, 56R, 57R, 58R, 59R, 66R, 67R, 68R, 14L, 15L, 16L, 17L, 18L, 19L, 20L, 21L, 42L, 43L, 44L, 45L, 46L, 47L, 48L, 49L, 50L, 51L, 52L, 53L, 54L, 55L, 56L, 57L, 58L, 59L, 66L, 67L, 68L
2. třída	4R, 24R, 25R, 26R, 28R, 29R, 41R, 69R, 70R, 72R, 73R, 74R, 76R, 79R, 81R, 82R, 83R, 85R, 90R, 95R, 96R, 97R, 100R, 104R, 106R, 3L, 4L, 23L, 24L, 25L, 26L, 28L, 29L, 32L, 40L, 70L, 73L, 74L, 75L, 76L, 77L, 78L, 79L, 80L, 81L, 82L, 88L, 89L, 90L, 92L, 95L, 100L, 101L, 106L
3. třída	2R, 5R, 7R, 10R, 11R, 12R, 22R, 23R, 34R, 35R, 39R, 40R, 71R, 80R, 92R, 93R, 99R, 101R, 105R, 1L, 6L, 7L, 8L, 9L, 10L, 11L, 12L, 22L, 34L, 35L, 69L, 71L, 72L, 83L, 85L, 86L, 93L, 97L, 99L, 102L, 104L, 105L

Experimentálně zvolené topologie neuronové sítě byly zvoleny jako, jednovrstvá, dvouvrstvá a třívrstvá s parametry:

jednovrstvá 50 – 25 – 3

dvouvrstvá 50 – 35 – 20 – 3

třívrstvá 50 – 35 – 20 – 15 – 3

Je pouze zapotřebí dbát aby počet neuronů, ve skryté vrstvě byl menší jak počet neuronů vstupní vrstvy, ale zároveň větší jak počet neuronů, výstupní vrstvy.

Pro učení neuronové sítě byla zvolena cílová chyba (preciznost) 0.01, a počet cyklů tréninku 300. Při dosažení požadované chyby se proces učení automaticky zastavil. Pokud ovšem dosaženo požadované chyby nebylo, je možné zvýšit počet trénovacích cyklů. Za účelem modelování neuronové sítě byl vytvořen soubor `NN.m`

Pro výpočty byl využit stolní počítač s dvoujádrovým procesorem firmy AMD s označením Athlon64 X2 3800+, jehož nominální frekvence je 2,0 GHz a operační paměti

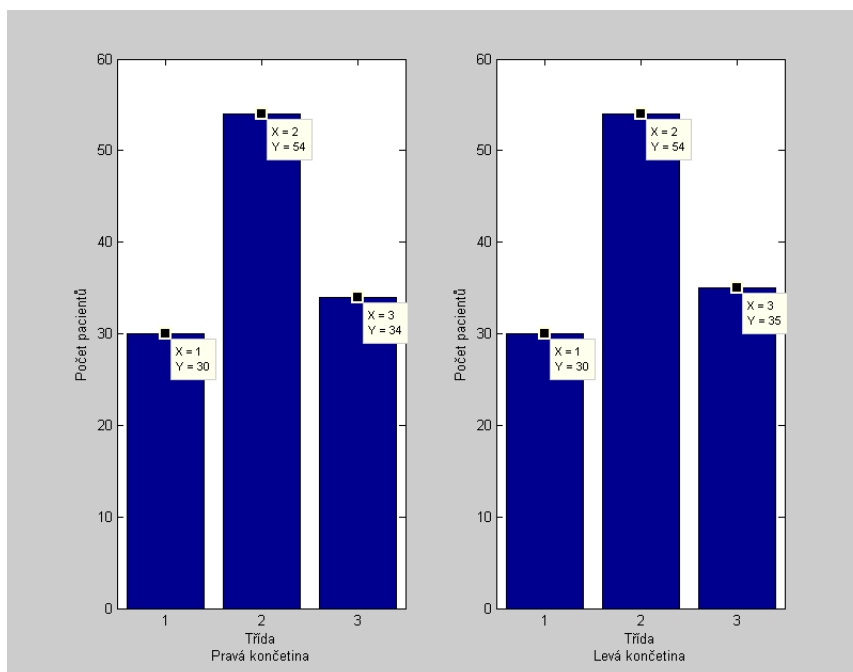
tvořenou moduly DDR II s frekvencí 800 MHz o velikost 3GB. I přesto trvalo trénování i jednodušší jednovrstvé sítě přibližně 30 minut a třívrstvé sítě až několik hodin. V případě spuštění cyklu pro výpočet všech tří topologií a pro každé místo měření, dosahoval čas potřebný pro adaptaci sítě až 12 hodin.

6. Dosažené výsledky

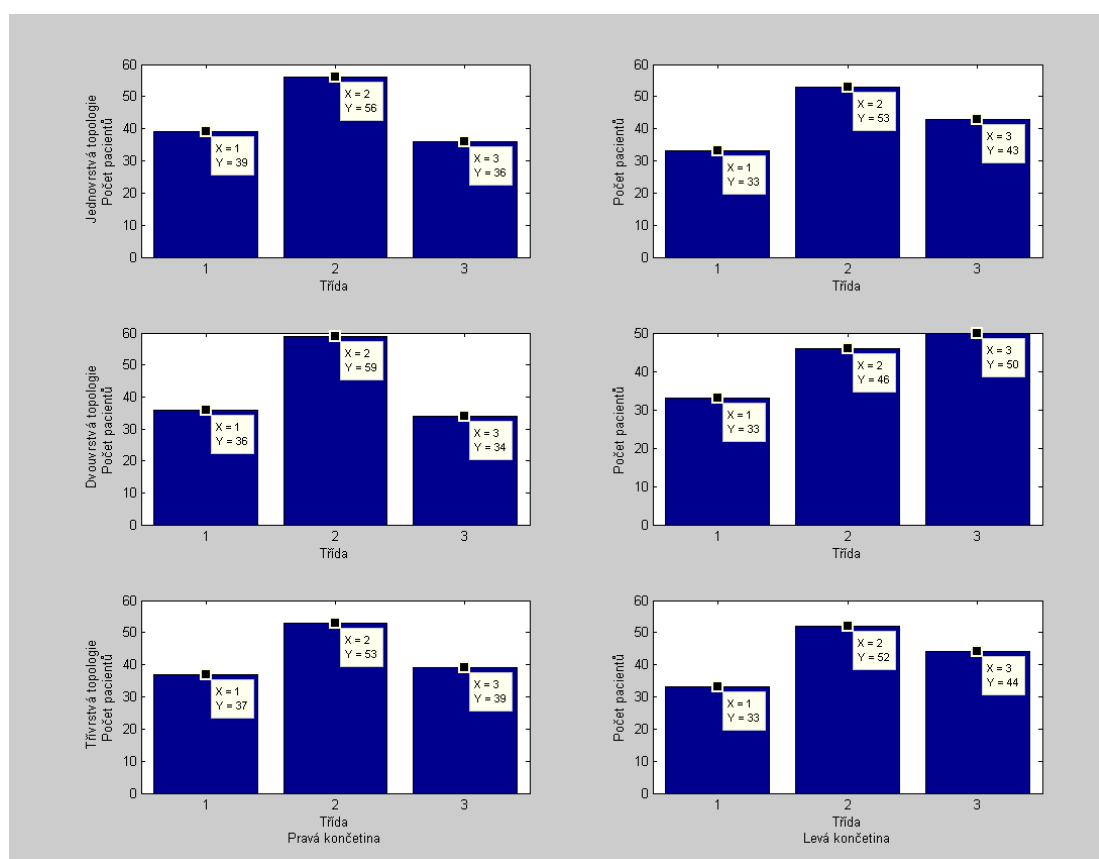
Výsledky získané pomocí neuronové sítě z prostředí MatLab, byly uloženy v souborech `klasifikacenAIE.mat`, `klasifikacenAF.mat`, `klasifikacenATP.mat` a `klasifikacenAP.mat`, kde n udává počet skrytých vrstev neuronové sítě a nabývá tedy hodnot $n = 1, 2, 3$. Tyto soubory byly následně upraveny pomocí M-filu `koncetiny.m` pro snadnější klasifikaci a také pro možnost klasifikovat každou končetinu zvlášť. Byly odděleny výsledky pro pravou a levou končetinu a soubory jsou poté označeny jako `AIE.mat`, `AF.mat`, `ATP.mat`, `AP.mat`, jejich struktura je uvedena v tabulce 5, opět je struktura shodná pro všechny místa měření, proto je uvedena pouze pro místo měření AIE. Výsledky klasifikací jsou využitím dalšího M-file `grafy.m` vyneseny do sloupcových grafů jak ukazují obr. 9 ÷ 13.

Tab. 5 Struktura souboru AIE.mat

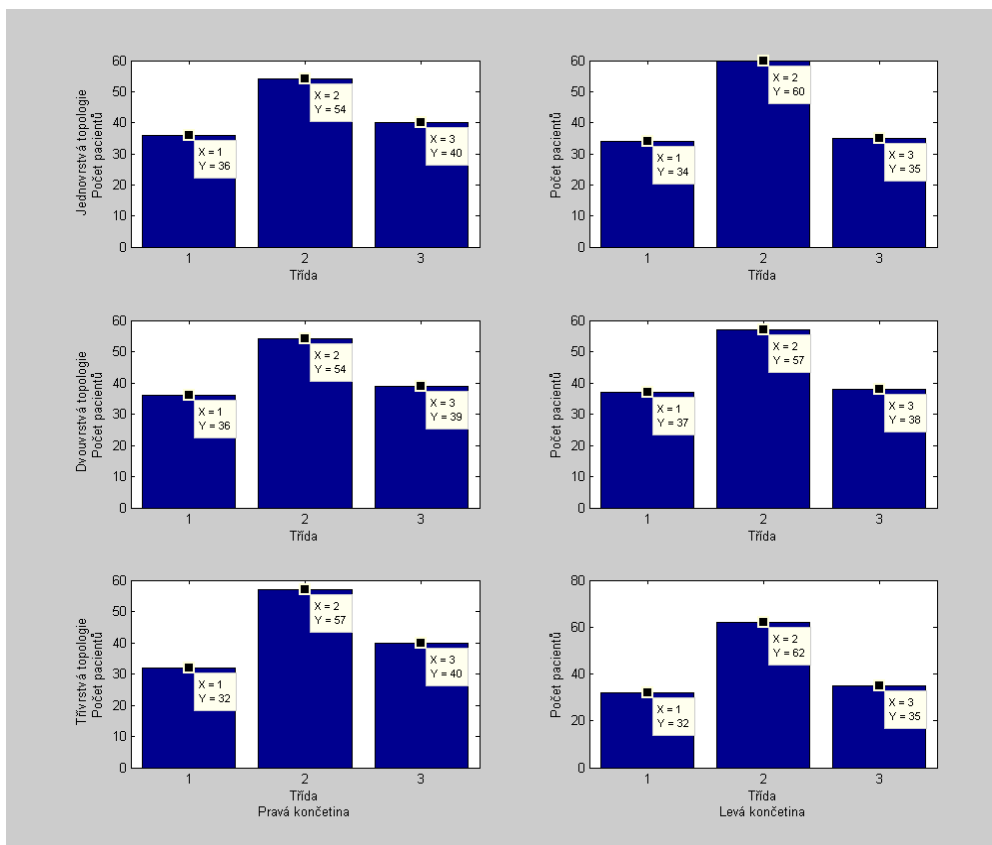
Název	Tvar (řádek x sloupec)	Popis
ID_pacientaAIE	(1 x 258)	Identifikátor záznamu pacienta
databazeAIE_cislo	(6 x 258)	Fmax, Fmin, A, D, T0, PI
databazeAIE_koncetina	(1 x 258)	1 (pro DX) , 0 (pro SIN)
databazeAVG_znak	(10047 x 106)	Obsahuje celý řetězec znaků



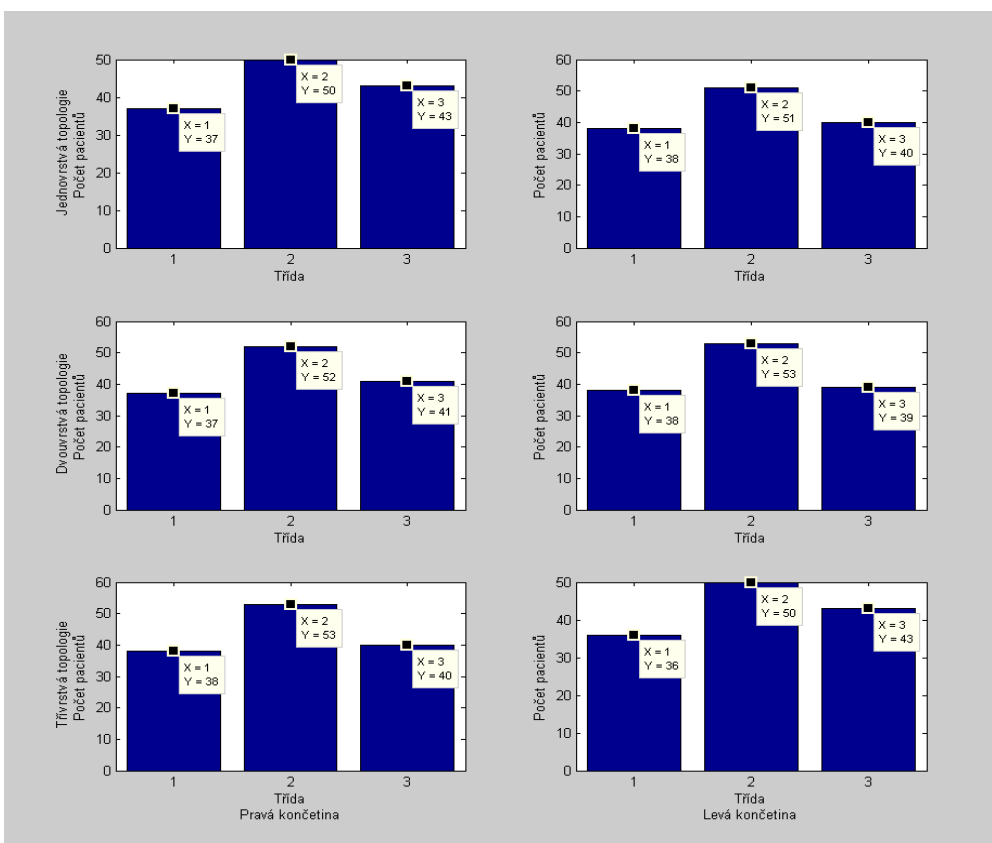
Obr. 9 Rozdělení do tříd podle DSA



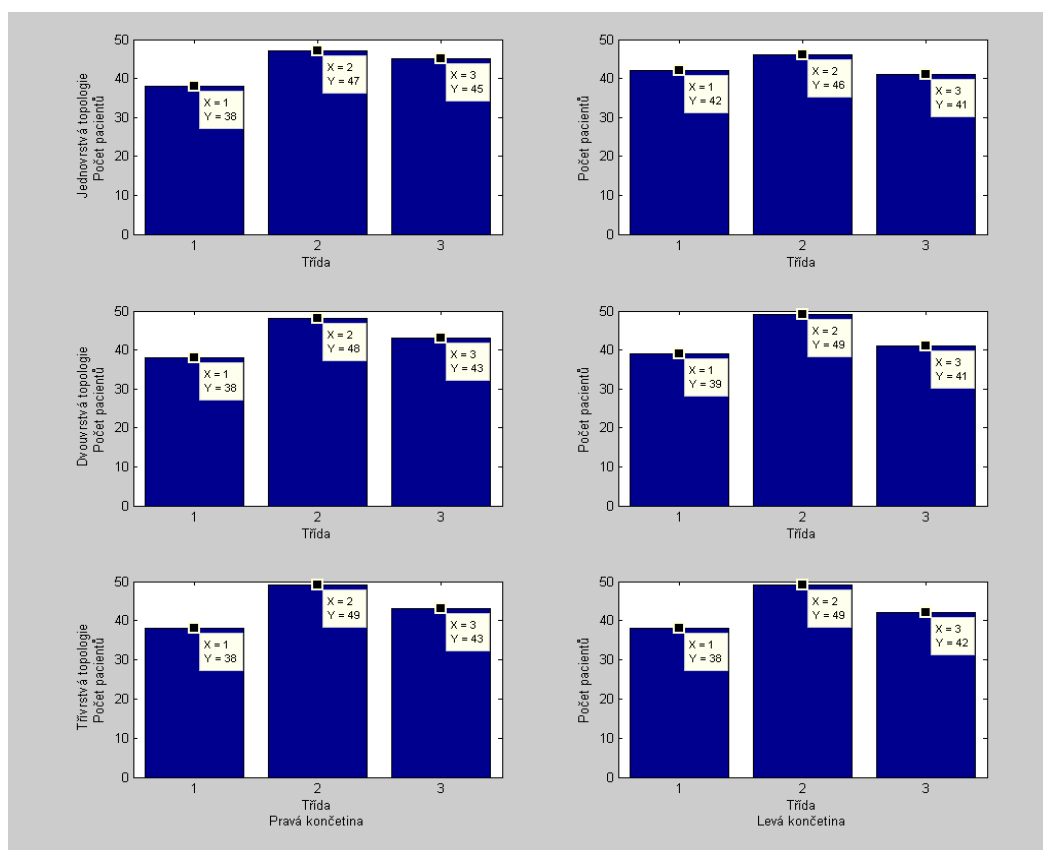
Obr. 10 Rozdělení do tříd v místě měření AIE



Obr.11 Rozdělení do tříd v místě měření AF



Obr. 12 Rozdělení do tříd v místě měření ATP



Obr.13 Rozdělení do tříd v místě měření AP

S využitím těchto souborů bylo vytvořeno grafické rozhraní pomocí aplikace GUI (graphical users interface), jenž je součástí programu MatLab. Toto rozhraní (obr.14) dovoluje zobrazovat, po zadání hodnot ID pacienta, končetiny a místa měření, číselné parametry rozměřeného AVG, zařazení do třídy určené pomocí DSA a také zařazení do tříd po aplikaci neuronové sítě.

Database_NN

Výpis z databáze pacientů

Hlasení programu

Zadejte ID pacienta, končetinu a místo měření

ID pacienta:

Místo měření: ▼

Končetina: ▼

Vypsání dat

<< >>

Vypis hodnot AVG signálu

Fmax : kHz

Fmin : kHz

A : kHz/s

D : kHz/s

T0 : ms

PI :

Výpis hodnot po aplikaci neuronových sítí

DSA- třída:

Neuronová síť s jednou skrytou vrstvou:

třída :

Neuronová síť se dvěma skrytými vrstvami:

třída :

Neuronová síť se třemi skrytými vrstvami:

třída :

třída 1 - zdravý pacient
třída 2 - pacient se stenozami
třída 3 - pacient s uzávěry

Konec

Obr. 14 Grafické zobrazení dovolující prohlížet data

Hodnotícími parametry diagnostických metod jsou senzitivita a specifita. Ty se stanovují z pravdivě pozitivních (TP), pravdivě negativních (TN), falešně pozitivních (FP) a falešně negativních (FN) výsledků. Vůči referenční metodě, kterou je v našem případě a v případě projektu GAČR digitální subtrakční angiografie (DSA) . Tyto hodnoty jsou stanoveny za pomoci spec_senz.m pro všechny topologie a místa měření a jsou uvedeny v tabulkách 6 ÷ 11. Senzitivita je definována jako pravděpodobnost, že test bude pozitivní u nemocných. Specifita je definována jako pravděpodobnost, že test bude negativní u osob bez nemoci.

Tab.6 Senzitivita a specifita jednovrstvé topologie

topologie 50-25-3				
končetina	DX		SIN	
místo měření	senzitivita	specifita	senzitivita	specifita
AIE	77.92	68.29	86.84	67.44
AF	81.81	73.17	84.33	80.55
ATP	85.71	70.73	86.58	81.08
AP	83.54	76.92	83.13	83.33

Tab.7 Tabulka parametrů jednovrstvé topologie

topologie 50-25-3								
končetina	DX				SIN			
místo měření	TP	TN	FP	FN	TP	TN	FP	FN
AIE	60	28	13	17	66	29	14	10
AF	63	30	11	14	70	29	7	13
ATP	66	29	12	11	71	30	7	11
AP	66	30	9	13	69	30	6	14

Tab.8 Senzitivita a specifita dvouvrtvé topologie

topologie 50-35-20-3				
končetina	DX		SIN	
místo měření	senzitivita	specifita	senzitivita	specifita
AIE	78.75	73.68	87.67	63.04
AF	83.12	73.17	84.34	83.33
ATP	83.12	73.17	86.75	83.33
AP	86.42	81.08	87.06	88.24

Tab.9 Tabulka parametrů dvouvrstvé topologie

topologie 50-35-20-3								
končetina	DX				SIN			
místo měření	TP	TN	FP	FN	TP	TN	FP	FN
AIE	63	28	10	17	64	29	17	9
AF	64	30	11	13	70	30	6	13
ATP	64	30	11	13	72	30	6	11
AP	70	30	7	11	74	30	4	11

Tab.10 Senzitivita a specificita třívrstvé topologie

topologie 50-35-20-15-3				
končetina	DX		SIN	
místo měření	senzitivita	specificita	senzitivita	specificita
AIE	83.12	68.30	88.16	67.45
AF	88.46	72.50	87.21	87.88
ATP	86.01	76.92	90.12	78.94
AP	86.25	78.94	85.54	83.33

Tab.11 Tabulka parametrů třívrstvé topologie

topologie 50-35-20-15-3								
končetina	DX				SIN			
místo měření	TP	TN	FP	FN	TP	TN	FP	FN
AIE	64	28	13	13	67	29	14	9
AF	69	29	11	9	75	29	4	11
ATP	68	30	9	11	73	30	8	8
AP	69	30	8	11	71	30	6	12

7. Závěr

Využití ultrazvukové techniky v lékařství, je aplikací, jenž se vyskytuje ve více odvětvích tohoto oboru. Proto lze nalézt různé typy přístrojů, využívajících ultrazvuku. Mezi hlavní dělení těchto přístrojů lze považovat rozdělení na přístroje diagnostické a přístroje terapeutické.

Tato práce se zabývá funkcí diagnostického přístroje IMEXLAB 9000, zvláště funkce dopplerovského měření průtoku krve cévami. Za pomoci programového prostředí MatLab a využití dat z projektu GAČR, byla vytvořena jednoduchá databáze, umožňující další zpracování. Jedná se o zpracování pomocí neuronových sítí.

Cílem práce bylo zejména ověřit klasifikační algoritmus využívající neuronové sítě v prostředí MatLab. Dosažené výsledky ukazují, že neinvazivní diagnostika ICHDK uvedenou metodikou je realizovatelná. Klasifikační algoritmus využívající prostředí MatLab není natolik přesný, jako expertní systém v případě projektu GAČR. Ovšem zde nebylo pracováno s takovým množstvím dat, a nebyla hodnocena končetina jako celek.

Senzitivita a specifická metodiky vůči DSA se pohybuje v rozsahu 77,92 – 90,12 % a 63 – 88,24 %. Kde hodnoty pravé končetiny dosahují výrazně lepších výsledků. Nejvhodnější topologií sítě lze považovat síť se třemi skrytými vrstvami 50-35-20-15-3, i když lze říci že všechny topologie, vykazují porovnatelné výsledky.

Literatura

- [1] ROZMAN, J. a kol. *Komplexní funkční diagnostika cév dolních končetin*. Výsledky projektu GAČR, CERM Akademické nakladatelství, 1998. ISBN 80-7204-063-4
- [2] ROZMAN, J. *Ultrazvuková technika v lékařství Diagnostické systémy*, Brno: FEKT VUT v Brně, 1980. 264s. ISBN 50-571-80
- [3] Hrazdára, I. *Úvod do ultrazvukové diagnostiky*, Brno: Masarykova univerzita, 1993. 102 s. ISBN 802100455X
- [4] Bulvas, M. *Doporučení pro diagnostiku a léčbu ischemické choroby dolních končetin* [online], Praha: II.interní klinika, 3.LF UK a FN Královské Vinohrady. [cit. 20.května 2008] Dostupné z <<http://www.angiologie.cz/odborne-informace.html>>
- [5] Servisní Manuál IMEXLAB 9000. IMEX Medical Systems, Inc. Golden, Colorado USA, 1990
- [6] NOVÁK, M. *Neuronové sítě a neuropočítače*, Praha : SENZO-Výběr, 1992. 192 s.
- [7] NAJVÁREK, J. *MatLab a neuronové sítě*, [online], [cit. 10.května 2008]. Dostupné z <<http://www.znoj.bludov.cz/study/scripts.htm>>